Aus der Klinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. Eugen Fröhlich

Untersuchungen über den Einfluß der Schulterform auf die Bruchfestigkeit von Mineralmantelkronen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Reinhard Güller
aus Münsingen

1969

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543901_0105

Aus der Klinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. Eugen Fröhlich

Untersuchungen über den Einfluß der Schulterform auf die Bruchfestigkeit von Mineralmantelkronen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Reinhard Güller
aus Münsingen

1969

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. W. Graumann

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. M. Hofmann
2. Berichterstatter: Professor Dr.Dr. E. Fröhlich

FOTODRUCK PRÄZIS Barbara v.Spangenberg KG · Tübingen

Meinen Eltern

INHALTSÜBERSICHT

		Seite
I.	Einleitung und Problemstellung	1
II.	Literaturübersicht	2
III.	Eigene Untersuchungen	14
	A) Material	14
	B) Methodik	18
	C) Ergebnisse	28
IV.	Diskussion der Ergebnisse	44
V.	Zusammenfassung	58
VI.	Zusammenstellung der Prüfprotokolle	62
VII.	Literatur	66

I. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG.

Die Porzellanmantelkrone ist im Frontzahnbereich wohl der vollkommenste Kronenersatz. Trotz weitgehender Verbesserung der Kunststoffe stellt die Porzellan-Jacketkrone auch heute noch in ihrer ästhetischen Wirkung das Optimum dar, zumal die heutigen Porzellanmassen in Bezug auf die Zahnähnlichkeit kaum noch zu übertreffen sind.

Neben ihrem ästhetischen Effekt werden dieser Kronenart in der Literatur noch weitere positive Eigenschaften nachgerühmt: Farbbeständigkeit, absolute chemische Resistenz gegen alle im Munde vorkommenden Einflüsse (Mundbeständigkeit), stoffliche Indifferenz gegenüber den Mundgeweben, sowie Abrasions- und Formfestigkeit.

Als Nachteile müssen jedoch die fehlende Elastizität und die begrenzte Biegefestigkeit genannt werden, was die Bruchgefahr erhöht. Auch die große Härte, die eine natürliche Abrasion nicht zuläßt, stellt einen gewissen funktionellen Schwachpunkt dar.

Um die Bruchgefahr herabzusetzen, wird in der Literatur zumeist aus statischen Gründen die exakte Präparation einer rechtwinkligen, gleichmäßig breiten, gingivalen Schulter gefordert, damit die Krone zirkulär auf dem Stumpf abgestützt wird. Dies verlangt von dem behandelnden Zahnarzt ein Höchstmaß an Sorgfalt. Präparationstechnisch wäre eine leicht gerun-

dete, gekehlte Schulter viel einfacher.

Es soll nun in dieser Arbeit untersucht werden, welchen Einfluß eine unterschiedliche Schulterausführung auf die Bruchfestigkeit hat.

II. LITERATURÜBERSICHT.

Die Prozellanmantelkrone ist nach W. DRUM (7) in hygienischer, physikalischer und ästhetischer Hinsicht allen anderen Ersatzformen überlegen. V.K. ILG (16) nennt sie wegen ihrer individueller Gestaltungsmöglichkeiten die Königin der Kronen.

Allen Vorteilen der Jacketkrone steht jedoch der Nachteil gegenüber, daß die Widerstandsfähigkeit von Porzellan gegenüber mechanischen Insulten zu wünschen übrig läßt (A. WERKENTHIN (36)).

C. HILTEBRANDT (15) sieht eine Gefahr für die Krone in einem ungenauen, verzogenen Abdruck. Liegt die Verziehung nicht innerhalb der Toleranz des durch das Platinhütchen geschaffenen Raumes, platzt die Krone entweder gleich beim Einsetzen, oder, wenn sie sich eben noch aufschieben läßt, den Stumpf aber an mehreren Stellen berührt und damit unter Spannung steht, nach einer gewissen Tragezeit. Nach ihm ist die Bruchfestigkeit auch von der Porengröße des Porzellans abhängig. Porenfreies Porzellan kann für zahnärztliche Zwecke nicht hergestellt werden.

Außerdem erhöht die Porenfreiheit die Sprödigkeit. Großporigkeit setzt die Bruchfestigkeit ebenfalls herab. Deshalb sind feinporige Massen am besten.

Die Ursache des Platzens von Jacketkronen besteht nach A.L. RING (30) vornehmlich in

1) unsachgemäßer Präparation
2) fehlerhafter Abdrucknahme
3) mangelhafter Brandtechnik und
4) Fehlern beim Einzementieren.

Auch H. KIRSTEN (19) führt alle Mißerfolge auf nicht sachgemäßes Arbeiten zurück. F. GUTOWSKI (14) nennt als zusätzlichen Grund Überlastung der Krone infolge unausgeglichener Artikulation.

Diese Fehler lassen sich durch korrekte Indikationsstellung und exakte Verarbeitung vermeiden.

Es ist nun interessant zu wissen, welche Belastungen eine Jacketkrone auszuhalten vermag. Dabei ist zu berücksichtigen, daß Porzellan für Druckbelastung und Biegebeanspruchung ein völlig verschiedenes Verhalten aufweist.

Nach FALCK - WEIKART (11) ist die Härte von 6 - 7 nach der Mohs'schen Skala hinreichend für alle Verwendungszwecke. Die Festigkeit ist jedoch mit Ausnahme der Druckfestigkeit gering. A. BREUSTEDT (2) gibt die Brinellhärte dentalkeramischer Massen mit durchschnittlich 418 kg/mm^2 an, während zum

Vergleich der natürliche Zahnschmelz nur 260 kg/cm^2 hat. Die Biegefestigkeit ist nach E. DOLDER (6) infolge der Sprödigkeit niedrig, wohingegen die Druckfestigkeit hoch ist; DOLDER gibt sie gleich wie K. FALCK (10) mit 4000 - 6000 kg/cm^2 an, während K. EICHNER (8) dafür 4500 - 5000 kg/cm^2 nennt.

Z. REICHENBACH - TOKEWA und F. PERABO (28) prüften die Biegefestigkeit von Porzellanmassen anhand von stabförmigen Versuchskörpern und ermittelten dabei je nach Kondensationsverfahren Durchschnittswerte von 5,007 kg/mm^2 bis 6,362 kg/mm^2. Bei Druckversuchen an würfelförmigen Versuchskörpern ergaben sich Festigkeitswerte von 5,97 kg/mm^2 bis 26,28 kg/mm^2. An ebenfalls würfelförmigen Versuchskörpern durchgeführte Stoßbelastungsversuche ergaben Durchschnittswerte von 0,4 cm/kg bis 0,625 cm/kg.

Daß die Kondensation des Porzellans für die Bruchfestigkeit eine Rolle spielt, wies TH. RUSSO (34) nach. Nach seinen Feststellungen halten maschinengerüttelte Jacketkronen eine größere Belastung aus als handkondensierte.

Nach V. K. ILG (17) ist die Festigkeit der Porzellanmassen von folgenden Faktoren abhängig:

1) Vom Schmelzbereich der Massen.
   Höher schmelzende Massen weisen eine größere Festigkeit auf.

2) Von der Abkühlungszeit.
   Je rascher die Abkühlung erfolgt, desto höher ist die Festigkeit.

3) Von einer guten Vortrocknung des Brenngutes vor dem Brand.

Außerdem nimmt die Festigkeit bis zum Standardbrand zu, sinkt jedoch danach wieder ab. Die Vibrationsintensität beeinflußt die Festigkeitswerte nicht.

P. GONON und R. LAKERMANCE (13) ermittelten an dreikantigen Versuchsstäbchen Bruchwerte bei

leichtschmelzendem Porzellan von durchschnittlich 50 kg,
mittelschmelzendem Porzellan von durchschnittlich 62 kg,
schwerschmelzendem Porzellan von durchschnittlich 58 kg.

Die zuverlässige Haltbarkeit einer Porzellanmantelkrone beruht nach K. FALCK (10) auf der Druckfestigkeit des Werkstoffes, nicht auf dessen Biege- oder Verdrehungsfestigkeit. Daraus folgert er, daß die richtige Präparation des Stumpfes die Haltbarkeit der Krone verbürgt, denn durch geeignete Präparation soll nur die Druckfestigkeit des Porzellans ausgenützt werden.

Bei Durchsicht der Literatur fällt auf, daß die Diskussion um die Notwendigkeit und Form der Schulter einen breiten Raum einnimmt.

A. ROTHSCHILD (32) gibt neben einer schulterlosen Präparation, bei der die Krone aber bei Krafteinwirkung in axialer Richtung außerhalb der Projektion

des Stumpfes eine große Bruchneigung zeigt, drei verschiedene Schultern an, die auch V.K. ILG (16) anführt:

1) Eine stumpfwinklige Schulter mit einem Winkel größer als 90° zur Zahnachse. Diese Schulter verläuft zwar in Richtung der Schmelzprismen im Zahnhalsbereich, ist aber aus statischen Gründen ungeeignet, da axial wirkende Kräfte nicht aufgefangen werden, sondern die Porzellanwandung infolge der Abschrägung nach außen abkeilen, was zum Bruch der Jacketkrone führt.

2) Eine rechtwinklige Schulter. In diesem Fall ist die Schulter nicht parallel zum Verlauf der Schmelzprismen. Das bedeutet, daß einige Prismen nicht von Dentin abgestützt sind und leicht ausbrechen können, wodurch der Randschluß der Krone leidet. Andererseits ist die rechtwinklige Schulter aus statischen Gründen zu empfehlen und außerdem mit den uns zur Verfügung stehenden Instrumenten relativ einfach zu präparieren, so daß diese Art einen annehmbaren Kompromiß darstellt.

3) Eine spitzwinklige Schulter, die zwar günstige statische Verhältnisse bietet, aber viele nicht abgestützte Schmelzprismen erzeugt und präparationstechnisch nicht auszuführen ist.

A. ROTHSCHILD (32) sieht den Zweck der Schulter als Druckfänger in axialer Richtung. Die Haltbarkeit von Jacketkronen maß er im Munde mit dem Haberschen Kaudruckmesser. Die Kronen hielten Drucke von 60 kg aus ohne zu zerbrechen.

D.F. McCLOSKEY (3) betont die Wichtigkeit der gleichmäßigen, wohlbegrenzten Schulter. Nach ihm beträgt die Druckfestigkeit bei Porzellanmantelkronen mit Schulter 142 Pfund, ohne Schulter 28 Pfund.

Nach Le GRO, F. FELCHER und J. MATHE, angeführt bei K. CHR. KOLLER (21), hält eine schulterlose Krone gleich gut wie eine mit Schulter, vorausgesetzt, daß das Porzellan den Kaudruck unmittelbar an den Zahn abgeben kann. Die Anfertigung schulterloser Kronen ist jedoch schwierig, da die Begrenzung des gingivalen Randes fehlt und das Porzellan mit einem dünnen Rand enden muß, ohne schartig zu sein. Deshalb wollen sie die schulterlose Krone nur dort angewandt sehen, wo beim Beschleifen einer Schulter eine Pulpaeröffnung befürchtet werden muß, z.B. bei sehr jugendlichen Patienten und unteren Frontzähnen.

K.CHR. KOLLER (21) zementierte Jacketkronen auf gegossene Messingstümpfe und trieb sie mit Hammerschlägen in ein Brett aus weichem Holz. Von 8 bzw. 10 Kronen brach dabei nur eine. F. FELCHER (zitiert bei K.CHR. KOLLER (21)) trieb eine Krone durch ein 10 cm dickes Brett.

J. MATHE und O. PREISSECKER (24) zementierten Porzellankronen auf Amalgamstümpfe und belasteten sie mit einem natürlichen, frisch extrahierten Zahn als Stempel. Bei axialer Belastung hielten die Kronen durchschnittlich 82 kg aus, bei palatinaler Belastung, senkrecht zur Zahnachse, durchschnittlich 68 kg. Sie stellten fest, daß ein überkronter Frontzahn dieselbe Belastung aushält wie ein natürlicher Zahn. Für Molaren trifft dies allerdings nicht zu.

Die Ergebnisse von Phantomversuchen können nicht ohne weiteres auf die Verhältnisse im Mund übertragen werden, denn für die Widerstandsfähigkeit der Porzellankrone ist es von großer Bedeutung, ob die Krone auf einem unelastisch fixierten Stumpf sitzt oder auf einem solchen, der elastische Schwingungen zuläßt.

Aus ihren Untersuchungen entnehmen J. MATHE und O. PREISSECKER, daß schulterlose Kronen dieselbe Belastung auszuhalten vermögen wie Schulterkronen. E. REICHENBACH (27) lehnt das aufgrund seiner klinischen Erfahrungen jedoch ab. Eine korrekt ausgearbeitete Schulter halten MATHE und PREISSECKER aus Gründen der Bruchfestigkeit nicht für unbedingt erforderlich, sie betonen aber, daß schulterlose Kronen schwieriger herzustellen sind. Auch sollte die Wandstärke möglichst gleichmäßig sein. Außerdem fanden sie, daß die Bruchgefahr bei punktförmiger Belastung bedeutend größer ist als bei flächiger Belastung.

Nach A. ROTHSCHILD (32) wird Porzellan durch gleichmäßige Dicke bei Belastung auf Druck beansprucht. An Übergangsstellen von dünnen zu dicken Teilen spielt die Zerreißkraft die größere Rolle.

W. MANGOLD (22) untersuchte die Festigkeit von Porzellanmassen an Jacketkronen und ermittelte dabei folgende Mittelwerte für verschiedene Porzellanfabrikate:

1) Stoßbelastung	580 cmg bis 938 cmg
2) Druckbelastung in axialer Richtung	149 kg bis 168 kg
3) Druckbelastung der palatinalen Fläche unter einem Winkel von 35° zur Zahnachse	44,1 kg bis 50,96 kg.

Auf Unterschiede der Druckfestigkeit bezüglich der Anzahl der Brände weist C.U. FEHR (12) hin, wobei die Druckfestigkeit bei

2 Bränden	142 Pfund	
3 Bränden	62 Pfund	
4 Bränden	60 Pfund	
5 Bränden	25 Pfund	beträgt.

E. MARZI (23) untersucht die im Munde auf eine Jacketkrone einwirkenden Kräfte und zerlegt sie in horizontale und vertikale Komponenten, die sich je nach dem Auftreffpunkt auf die Kronenoberfläche auch als Torsionskräfte auswirken können. Durch diese wird die Krone auf Zerreißfestigkeit beansprucht.

Er gibt die günstigsten Möglichkeiten zu deren Kompensation an und zeigt das Prinzip der günstigsten Stumpfgestaltung auf. Aus der Belastbarkeit der Jacketkrone stellt er ihre Indikation.

E. KNOCHE (20) empfiehlt bei geeigneten Bißarten (z.B. bei tiefem Biß) das Tuberkulum an Jacketkronen sehr stark auszubilden. Dadurch wird bewirkt, daß der Schlußbiß nicht durch Auftreffen auf eine schräge Fläche luxierend wirkt, sondern die Krone in axialer Richtung belastet.

Nach H. CONOD (4) wird die Kraft auf die incisale Kronenkante durch die Adhäsion der labialen Stumpfwand und durch die Schulter aufgenommen. Bei rechtwinkliger Schulter absorbiert das Porzellan die ganzen Kräfte, bei nach außen abfallender Schulter gleitet die Krone wie auf einer schiefen Ebene ab und bricht. Eine zur Stumpfmitte hin abfallende Schulter bedeutet eine bessere statische Lage, weil dabei die ganze Kraft an den Stumpf abgegeben wird. Auch er betont die Schwierigkeiten der Präparation. CONOD stellt fest, daß schulterlose Kronen eine ebenso gute Widerstandskraft haben wie die mit Schulter, da man sie sehr dünn gestalten kann und die Teile außerhalb der Stumpfprojektion kleiner sind. Das Porzellan hat dann weniger Kräfte auszuhalten.

Eine der wichtigsten Arbeiten der letzten Jahre zur Frage der Belastbarkeit der Jacketkronen mit verschiedenen Schultern veröffentlichten

W. RUMETSCH, S. SCHREIBER und A. MOTSCH (33). Sie untersuchten mit spannungsoptischen Modellversuchen die Kraftangriffspunkte im Werkstoff, den Spannungsverlauf innerhalb des Materials und wie die Kraft an das Widerlager, also den präparierten Zahn, abgegeben wird. Diese Gesichtspunkte sind entscheidend für die Formung und Dimensionierung des Werkstoffes und des Widerlagers. Die Zug- und Druckspannungen, die im Inneren eines belasteten Werkstoffes auftreten, können mit Hilfe eines spannungsoptisch aktiven Materials mit den Methoden der Spannungsoptik sichtbar gemacht werden. An zweidimensionalen Modellen, die charakteristische Schnitte durch Jacketkronen verschiedener Präparation darstellten, untersuchten sie den Verlauf der Spannungslinien, die bei Belastung der Modelle entstanden. Sie wählten eine rechtwinklige und eine nach außen abfallende Schulter mit eckigem Dentinkern, sowie eine nach innen abgerundete Stufe und eine Präparation ohne Schulter mit abgerundetem Dentinkern. Sie kommen zu dem Schluß, daß die abgerundete Schulter Nachteile hat, da sich die Hauptspannungslinien auf den äußeren Kronenrand konzentrieren, während sie sich z.B. bei der rechtwinkligen Stufe auf die ganze Stufe verteilen. Daraus folgern sie, daß eine abgerundete Schulter eine ungünstige statische Beanspruchung der Krone ergibt. Die günstigste Spannungsverteilung zeigte das Modell ohne Schulter, bei dem zwar die koronale Stumpfkante eine größere Beanspruchung erfährt als bei den anderen Modellen, bei dem aber die Spannungsverteilung im cervikalen Bereich geradezu ideal ist.

Diese Form läßt sich jedoch als gebrannte Porzellankrone noch nicht verwirklichen. Sie fordern daher nach wie vor die rechtwinklige Schulter und eine möglichst genaue Wiedergabe des inneren Stufenwinkels, der sich durch den technischen Arbeitsgang (Platinfolie, Brennschrumpfung) jedoch an der Krone selbst leicht abrundet. Außerdem stellen sie fest, daß gleichmäßig dicke Kronen die günstigste Spannungsverteilung zeigen. In ungleichmäßig dicken Kronen treten an den dünneren Partien erhebliche Spannungen auf.

R. JOURDANT und Mitarbeiter (18) fanden bei dreidimensionalen spannungsoptischen Modellversuchen an Brückenmodellen, daß die Stärke der Verbindungsstelle Krone-Zwischenglied und die Wandstärke der Pfeilerkronen bestimmend für die Stabilität des Ersatzes sind. Eine Schwächung der Ankerwand hat eine geringere Stabilität der Brücke und eine deutliche Vermehrung der Spannungsdifferenzen zur Folge.

R.G. CRAIG, K.M. EL-ABRASHI und F.A. PEYTON (5) fordern abgerundete Ecken und Kanten am Stumpfkern, um die Entwicklung von hohen Druckkräften an der Innenwandung der Krone, die außer zum Bruch der Krone auch zu Schmerzen führen können, zu vermeiden.

Nach CH. B. WALTON und M. M. LEVEN (35) ist eine Jacketkrone umso stabiler, je dicker sie ist. Sie fordern eine glatte gleichmäßige Stufe und eine

dicke Porzellanschicht in der Artikulationsregion. Den palatinalen Schulteranteilen sprechen sie eine geringe Bedeutung zu, während sie für die labiale Seite eine exakte, eckige, möglichst spitzwinklige Präparation empfehlen. Außerdem halten sie einen symmetrischen Stumpf für günstiger als einen exzentrischen.

III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN.

A) MATERIAL:

An 80 Porzellanmantelkronen und 4 Metallkeramikkronen sollten folgende Fragen untersucht werden:

a) Hat der Schulterwinkel einen Einfluß auf die Bruchfestigkeit?

b) Erfolgt eine Aufbiegung der Mantelflächen?

c) Ergibt sich ein einheitlicher Bruchlinienverlauf?

d) Wie groß ist bei der Verblendkeramik die Haftung des Porzellans am Metall bei Stoß- und Druckbelastung?

e) Gibt die elektronenoptische Analyse Aufschluß über die Art der Retention Porzellan - Metall?

Da es sich um eine vergleichende Untersuchung handeln sollte und letztlich die absoluten Werte der Bruchfestigkeit nicht so sehr interessierten, benutzten wir Phantommodelle. Das erlaubt zwar hinsichtlich der Größe der Kräfte, die im Mund auf eine Jacketkrone einwirken und evtl. zu ihrem Bruch führen, keine Aussage, doch war das für diese Arbeit nur von untergeordneter Bedeutung.

Wir ließen nach unseren Angaben vier gleich große Stahlstümpfe mit folgenden Abmessungen herstellen:

Höhe	8 mm
Breite in mesio-distaler Richtung	4 mm
Breite in labio-palatinaler Richtung	6 mm
Länge der incisalen Stumpfkante	2 mm
Breite der incisalen Stumpfkante	1 mm

Der Stumpfsockel hatte Zylinderform von 15 mm Höhe und 8 mm Durchmesser (siehe Abbildung 1).

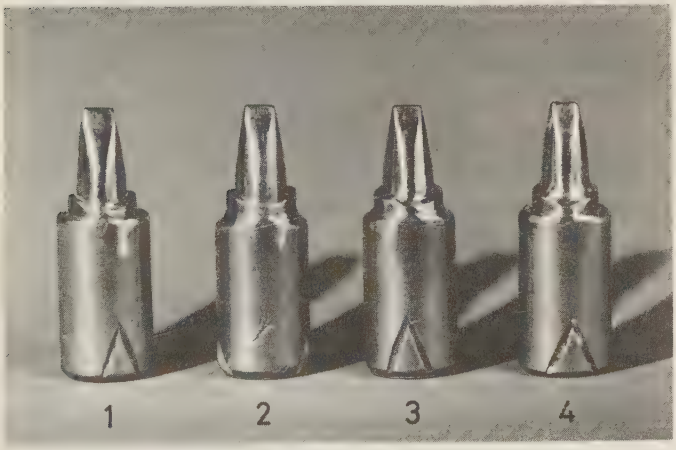

Abb. 1: Die 4 Stümpfe in Frontansicht.

Der Schulterverlauf bei Stumpf 1 war rechtwinklig zur Zahnachse, bei Stumpf 2 in einem Winkel von 80° zur Achse geneigt. Bei Stumpf 3 fiel die Schulter schräg nach außen ab in einem

Winkel von 110° zur Zahnachse und Stumpf 4 hatte eine nach innen abgerundete Schulter. Die Breite der Schulter betrug bei allen Stümpfen 1 mm und war im Verlauf der ganzen Schulter konstant. Die palatinale Fläche wies einen Winkel von 40° zur Zahnachse auf.

Mit dem Sockel wurden die Stümpfe in Sockelhalter aus Stahl eingeschraubt und in die Versuchsanordnung eingebaut.

Die Kronenherstellung erfolgte nach dem Biodent-Vakuum-Verfahren mit dreifacher Schichtung: Grund-, Dentin- und Schmelzmasse. Besonderer Wert wurde beim Falzen der 0,027 mm starken Platinhütchen auf die Wiedergabe der Schultern gelegt. Die Porzellanmassen wurden mit destilliertem Wasser angerührt, von Hand gerüttelt, mit Fließpapier und Fingerdruck kondensiert und luftgetrocknet. Für die 3 Brände - Vorbrand, Bisquittbrand und Glanzbrand - verwendeten wir den Bio-Mat-Ofen der Firma De Trey. Vor dem Glanzbrand mußten die Kronen mit einem Silentstein unter Wasser auf einheitliche Abmasse beschliffen werden. Die Platinfolie wurde nach dem Glanzbrand entfernt.

Zur Durchführung der Versuche wurden die Kronen mit Harvard-Phosphatzement auf die Stahlstümpfe aufzementiert.

In einer parallel laufenden Nebenuntersuchung prüften wir 4 Metallkeramikkronen. Diese wurden auf Stumpf 3 mit nach außen abfallender Schulter nach dem Biodent-Herador-Verfahren hergestellt (Abb. 2).

Abb. 2:
Verblendkeramikkrone auf Stumpf 3 (110^{o}-Schulter).

Die Kronen entsprachen in ihrem Aufbau den Verblendkronen nach Mathé ohne Schneidekantenschutz. Zwei Kronen wurden mit, zwei ohne Schmelzmasse gebrannt und bei jeweils einer davon die zu verblendende Fläche mit Deckgold (bonding-gold) der Firma Degussa beschickt, um eventuelle Haftungsunterschiede festzustellen.

Die Metallkeramikkronen wurden mit Fletscher auf dem Stumpf befestigt, um sie nach der Belastungsprüfung besser entfernen zu können.

B) METHODIK:

Die geeignetste Belastungsprüfung schien uns die Beanspruchung auf "Stoß" (Schlag) und Druck zu sein. Die Belastung erfolgte in axialer Richtung auf die incisale Kante und auf die palatinale Fläche unter einem Winkel von 40° zur Zahnachse. Das ergab 4 verschiedene Belastungsprüfungen pro Präparationsart. Für jede Belastungs- und Präparationsart gelangten 5 Kronen zur Prüfung, die der Beanspruchung bis zum Bruch ausgesetzt wurden. Pro Stumpf wurden also 20 Kronen untersucht.

Zur "Stoß"-Belastungsprüfung entwickelten wir eine spezielle Maschine (s. Abb. 3).

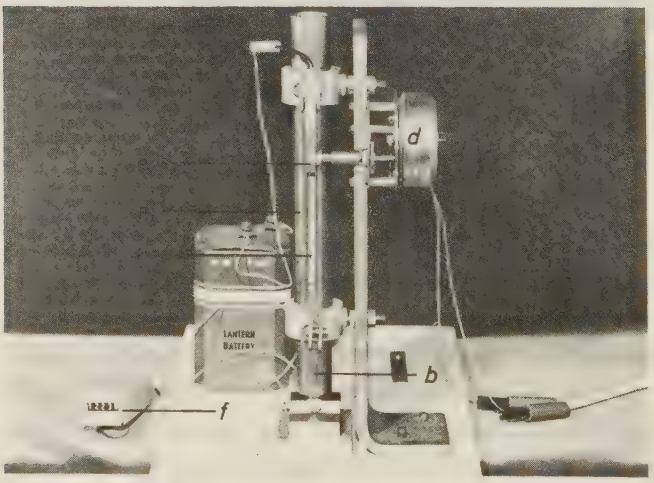

Abb. 3: Maschine zur "Stoß"-Belastungsprüfung.

Die Apparatur besteht aus einem geschlitzten Führungsrohr (a), durch das ein zylinderförmiger, 350 g schwerer Fallbär (b) eine definierte Fallrichtung bekommt. Am Fallbären ist eine Zahnstange (c) angebracht, über die er mittels eines von einem Elektromotor (d) angetriebenen Zahnradsegmentes (e) periodisch hochgehoben wird. Nach Ablauf des Segmentes fällt der Fallbär in gleichmäßigen Intervallen von 1 Sekunde auf die Probe. Die wirksame Belastungsfläche wurde auf 10 mm^2 festgelegt. Ein elektrisches Zählwerk (f), bei dem der Bär bei jedem Fall den Stromkreis schließt, zählt die Schläge.

Theoretische, physikalische Überlegungen:

Zur 'stoß'artigen Belastungsprüfung wollen wir noch einige theoretische Betrachtungen anstellen.

'Stoß'artige Beanspruchungen treten grundsätzlich dann auf, wenn die beanspruchende Energie in kinetischer Form (Wuchtenergie) einwirkt. Für die echte Schlagwirkung gilt die Voraussetzung, daß der Energieträger mit seiner vollen Geschwindigkeit auf die Probe trifft und daß nach dem Berühren der Probe die Energieumformung von kinetischer in potentielle (Probenfederung) oder Formänderungsarbeit (plastische Probenverformung) beginnt, der Energieträger also nicht weiter positiv beschleunigt wird.

Die Größe der auf die Probe beim Schlag einwirkenden Kraft ist abhängig von der Verzögerung des Energieträgers. Die kinetische Energie wird in elastische und plastische Formänderungsarbeit umgewandelt. Läßt sich die Probe nur sehr wenig verformen, wie das beim Porzellan der Fall ist, so treten sehr große Kräfte bei der Umwandlung der kinetischen Energie auf. Die auch nur angenäherte Bestimmung der beim Schlagversuch auftretenden Kraft ist nur über besondere Meßverfahren möglich und kann nicht aus dem aufgewendeten Energiebetrag errechnet werden (E. AMEDICK und K.H. BUSSMANN (1).

Die Bestimmung der auftretenden Kraft wurde im Institut für Angewandte Physik der Universität Tübingen durchgeführt. Dazu ließen wir den Fallbären auf seiner letzten Wegstrecke vor dem Auftreffen auf die Krone in einer Spule fallen. Durch einen in den Bären eingebrachten Permanentmagneten induzierte der Bär beim Einfallen in die Spule eine Spannung, die allerdings für uns ohne Interesse war. Wichtig war für uns allein die Abbremszeit, d.h. die Zeit, in der der Fallbär auf die Krone traf und die kinetische in potentielle Energie oder plastische Verformungsarbeit übergeführt wurde. Durch die starke Verzögerung des Fallbären beim Auftreffen auf die Krone wurde in der Zeiteinheit Δt der magnetische Induktionsfluß geändert und damit in der Spule eine Spannung induziert.

Diese Spannung wurde auf einem Oszillographen sichtbar gemacht und in ihrem zeitlichen Verlauf bestimmt. So ermittelten wir für Δt einen Wert von 0,1 Millisekunde. Die auftretende Kraft errechnet sich dann nach der Formel:

$$K = \frac{p}{\Delta t} \qquad (1)$$

p = Impuls
t = Abbremszeit des Fallbären

Für p gilt:

$$p = m \times v \qquad (2)$$

m = Masse des Fallbären
v = Geschwindigkeit des Fallbären beim Aufschlag

Für v gilt:

$$v = \sqrt{2gh} \qquad (3)$$

g = Erdbeschleunigung
h = Fallhöhe

(3) in (2):

$$p = m \times \sqrt{2gh} \qquad (4)$$

(4) in (1):

$$K = \frac{m \times \sqrt{2gh}}{\Delta t}$$

($g \times cm/sec^2 = dyn$)

Bei einem Gewicht des Fallbären von 350 g, einer Erdbeschleunigung von 981 cm/sec^2, einer Fallhöhe von 0,9 cm und einer Abbremszeit von 0,1 Millisekunde beträgt die auftretende Kraft:

$K = 350 \times 2 \times 981 \times 0{,}9/0{,}1 \times 10^{-3}$ dyn
$= 147000 \times 10^{4}$ dyn
$= 15 \times 10^{4}$ pond
$= 150$ kp.

Diese Kraft entspricht einem 'stoß'artigen, kurzzeitig wirkenden Druck von:

$P = K/F$ $\quad K = 150$ kp
$\quad F = 10$ mm^2
$P = 150/0{,}1$ (kp/cm^2)
$P = 1500$ kp/cm^2,

der bei jedem Schlag auf die Probe einwirkt.

Die Druckbelastungsprüfung wurde mit einer Presse durchgeführt. Durch Drehen einer Schraubenspindel mit sehr flachem Gewindeanstieg wurde die Presse zugedreht und der Druck stufenweise langsam erhöht. Die Höhe des Drucks wurde von einer ölgefüllten Meßdose aus Tombak auf ein Federmanometer übertragen und dort angezeigt. Die Druckübertragung auf die Krone erfolgte über einen Stempel von 10 mm^2 Fläche. Das Manometer war auf kp/cm^2 geeicht. Da die druckübertragende Fläche nur 1/10 cm^2 betrug, wirkte auf die Krone ein 10 mal höherer Druck ein als auf dem Manometer angezeigt wurde.

Gleichzeitig wurde die Verformung der Krone labial am Zahnhals elektronisch gemessen. Als Registriergerät benutzten wir den Makrographen

Type 5820 des Institutes Dr. Förster, Reutlingen. Das Meßorgan des Gerätes ist ein induktiv arbeitender Feinmeßtaster. Die Spitze des Tasters wurde mit Klebewachs am labialen Kronenrand befestigt, der Taster selbst in einer Kunststoffführung an der Presse festgeschraubt. Durch mechanisches Verschieben des Tasters wurde der Zeiger des Anzeigeinstrumentes auf den Nullpunkt eingestellt. Durch eine elektronische Nullpunktauslenkung ist der Nullpunkt auf die eine oder die andere Seite der Skala des Zeigerinstrumentes und des Schreibers verlegbar.

Gemessen wurde in einem Empfindlichkeitsbereich von $\pm$ 7.5 u, in dem die Dimensionsänderung in 2000-facher Vergrößerung aufgezeichnet wird. Dieser Meßbereich erwies sich in Vorversuchen als zweckmäßig. Der Papiervorschub betrug 25 mm/sec. Der Druck wurde auf jeder Stufe 8 - 10 sec. gehalten, d.h. so lange, bis der Zeiger des elektronischen Meßgerätes eine dem Druck entsprechende Ruhelage eingenommen hatte.

Die Auswertung der Versuche erfolgte nach der Anzahl der Schläge bzw. der Höhe des Druckes, die zur Zerstörung der Kronen notwendig war.

Die Metallkeramikkronen wurden nur incisal auf Schlag und Druck beansprucht.

Die elektronenoptische Untersuchung erfolgte im Institut für Angewandte Physik der Universität Tübingen mit dem Raster-Elektronenmikroskop "Stereoscan" der Firma Cambridge instruments Co. Ltd., Cambridge.

Wirkungsweise des Raster-Elektronenmikroskopes Stereoscan:

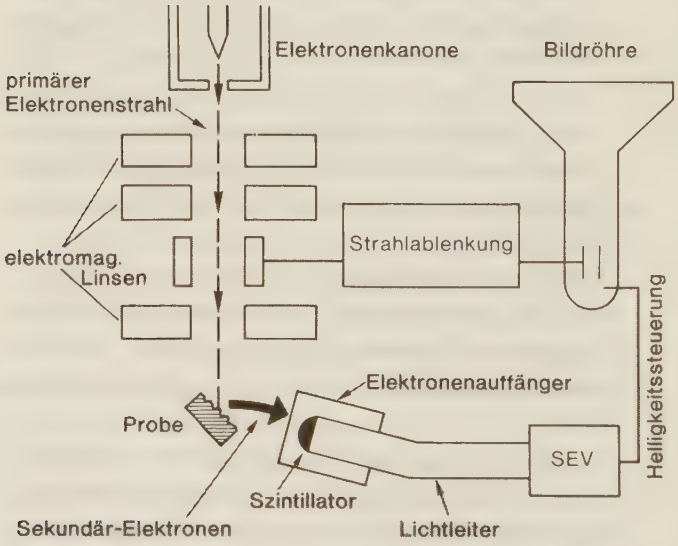

Abb. 4: Schema des Raster-Elektronenmikroskops. (Aus: Raster-Elektronenmikroskop für Oberflächenuntersuchungen von G. PFEFFERKORN und R. BLASCHKE (26)).

Im Hochvakuum tastet ein mittels elektromagnetischer Linsen auf etwa 100 Å Durchmesser gebündelter, mit ca. 20 kV beschleunigter Elektronenstrahl die Oberfläche der Probe in 1000 Zeilen ab. Dieser Primärstrahl erzeugt in jedem Punkt der Oberfläche Sekundärelektronen. Diese werden z.T. durch ein elektrisches Feld in einen seitlich der Probe angebrachten Elektronenauffänger gesaugt, in dem sich ein Szintillator befindet. Die Sekundärelektronen erzeugen in ihm Lichtimpulse, die durch einen Lichtleiter der Photokathode eines Sekundärelektronen-Vervielfachers (SEV) zugeführt werden. Dadurch entstehen an seinem Ausgang Spannungsimpulse, welche die Helligkeit des Bildes auf dem Schirm einer Bildröhre steuern.

Die Ausbeute an Sekundärelektronen (= Helligkeit) hängt ab von:

1) Der Orientierung der jeweils bestrahlten Fläche zum Primärelektronenstrahl. Trifft der Strahl senkrecht auf die Oberfläche, werden weniger Sekundärelektronen ausgelöst als bei schrägem Auftreffen.

2) Der Orientierung der Oberfläche zum Elektronenauffänger. Dem Auffänger zugewandte Oberflächenbereiche erscheinen heller als abgewandte oder durch eine Barriere abgeschirmte.

3) Dem spezifischen Sekundärelektronen-Emissionsvermögen der zu untersuchenden Substanzen.

Die Tiefenschärfe des Gerätes ist außerordentlich groß. Die Präparate sind einfach herzustellen. Um eine elektrische Aufladung und damit unklare Abbildungen zu vermeiden, muß die Oberfläche des Präparates elektrisch leitend sein und mit der Erde verbunden sein. Metallische Objekte können ohne Vorbehandlung untersucht werden, während nicht leitende Objekte mit einem leitenden Material (Metall, Kohle) bedampft werden müssen. (I.-E. RICHTER und H. HUBER (29), I.H. PAWLOWITZKI, R. BLASCHKE und R. CHRISTENHUSZ (25), G. PFEFFERKORN und R. BLASCHKE (26)).

Unsere untersuchten Präparate waren Schliffe durch eine Krone ohne Deckgold (Abb. 5), eine Krone mit Deckgold (Abb. 6) und ein Brückenzwischenglied ohne Deckgold (Abb. 7).

Da die keramischen Massen elektrische Isolatoren sind, wurden unsere Präparate mit Kohle bedampft.

Abb. 5:
Querschliff durch eine Metallkeramik-Krone (ohne Deckgold).

Abb. 6:
Längsschliff durch eine Metallkeramik-Krone (mit Deckgold).

Abb. 7:
Schliff durch ein Zwischenglied einer Aufbrennkeramik-Brücke (ohne Deckgold).

C) ERGEBNISSE:

1) Porzellanmantelkronen:

Die aus den insgesamt 16 Versuchsreihen resultierenden Ergebnisse sind in den folgenden Tabellen und graphischen Darstellungen zusammengefaßt. Aus Gründen der besseren Übersicht werden hier nur die Minimal- und Maximalbelastungsdauer sowie die Gesamtzahl bzw. -werte der Schläge und Drucke einer Versuchsreihe angeführt, während die Einzelwerte gesondert im Anhang tabellarisch zusammengefaßt sind.

Folgende Extrem- und Gesamtwerte wurden ermittelt:

a) Incisale Schlagbelastung:

	Zahl der Stoßbelastungen		
	Minimum	Maximum	gesamt
Stumpf 1 (90°)	52	2570	9689
Stumpf 2 (80°)	35	2639	7571
Stumpf 3 (110°)	218	2781	5621
Stumpf 4 (abgerundet)	27	3562	6473

b) Palatinale Schlagbelastung:

	Zahl der Stoßbelastungen		
	Minimum	Maximum	gesamt
Stumpf 1 (90°)	132	2881	7316
Stumpf 2 (80°)	215	2636	7471
Stumpf 3 (110°)	24	1233	2084
Stumpf 4 (abgerundet)	9	2414	4839

c) Incisale Druckbelastung:

	Höhe des Drucks in kp/cm^2		
	Minimum	Maximum	gesamt
Stumpf 1 (90°)	106,25	191,25	775,6
Stumpf 2 (80°)	148,75	212,5	956,25
Stumpf 3 (110°)	127,5	212,5	850,0
Stumpf 4 (abgerundet)	170,0	212,5	935,0

d) Palatinale Druckbelastung:

	Höhe des Drucks in kp/cm^2		
	Minimum	Maximum	gesamt
Stumpf 1 (90°)	148,75	233,75	913,75
Stumpf 2 (80°)	127,5	212,5	828,75
Stumpf 3 (110°)	106,25	191,25	743,75
Stumpf 4 (abgerundet)	148,75	191,25	828,75

Verformung des Kronenrandes:

Die bei den Druckversuchen registrierte Aufbiegung des labialen Kronenrandes war durchschnittlich bei den auf der palatinalen Fläche belasteten Kronen geringer als die bei den von incisal beanspruchten.

In den Abbildungen 8 und 9 haben wir die Deformierungen der Kronenränder unter zunehmender Belastung dargestellt. Die eingezeichneten Werte stellen Mittelwerte aus allen Versuchen einer Versuchsreihe dar. Abbildung 8 zeigt die Veränderung des Kronenrandes bei incisaler, Abbildung 9 bei palatinaler Belastung. Auf der Ordinate sind die

Deformationen in Mikron eingezeichnet. Die Belastungswerte auf der Abszisse kamen durch Umrechnung der auf dem Manometer angezeigten Werte zustande, bei dem eine Anzeige von 80 kg einer Druckbelastung von 17 kp/cm^2 entsprach.

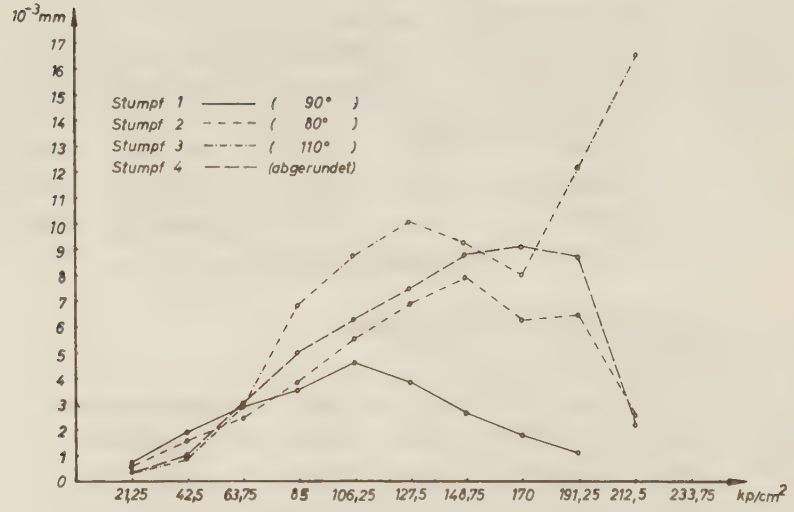

Abb. 8: Verformung des Kronenrandes bei steigender incisaler Belastung.

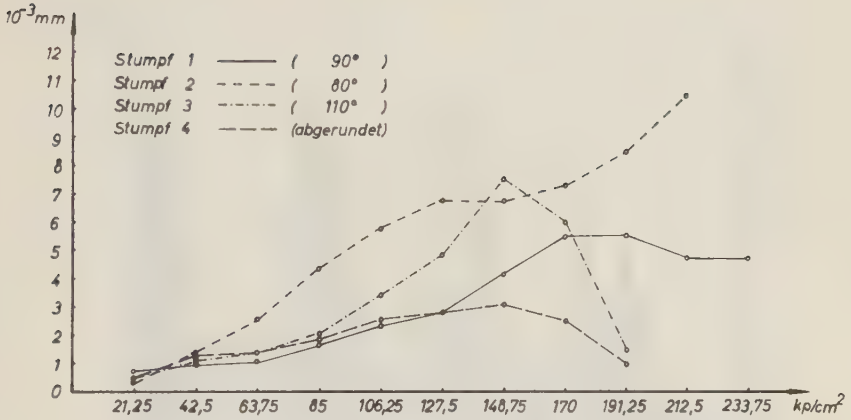

Abb. 9: Verformung des Kronenrandes bei steigender palatinaler Belastung.

Die Verformung der einzelnen Kronen beim Bruch sind in den Abbildungen 10 und 11 in Abhängigkeit vom Belastungsort graphisch dargestellt.

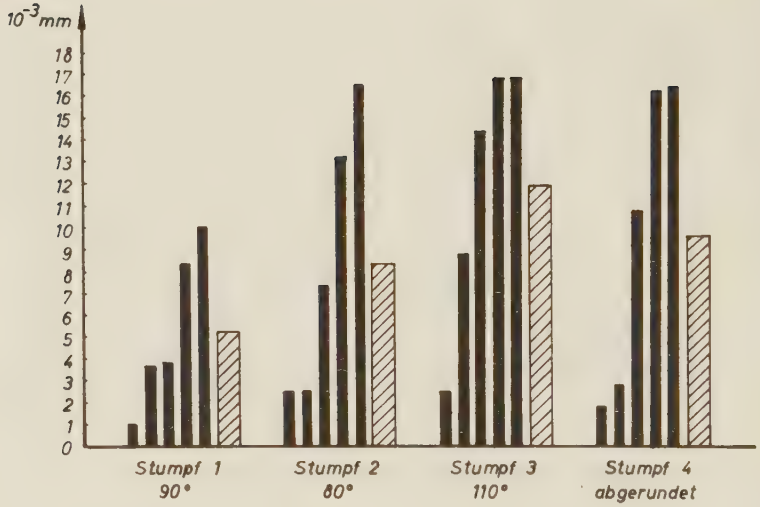

Abb. 10: Verformung des Kronenrandes beim Bruch bei incisaler Belastung.

Schwarz: Verformung der Einzelkronen

Schraffiert: Mittelwerte einer Versuchsreihe.

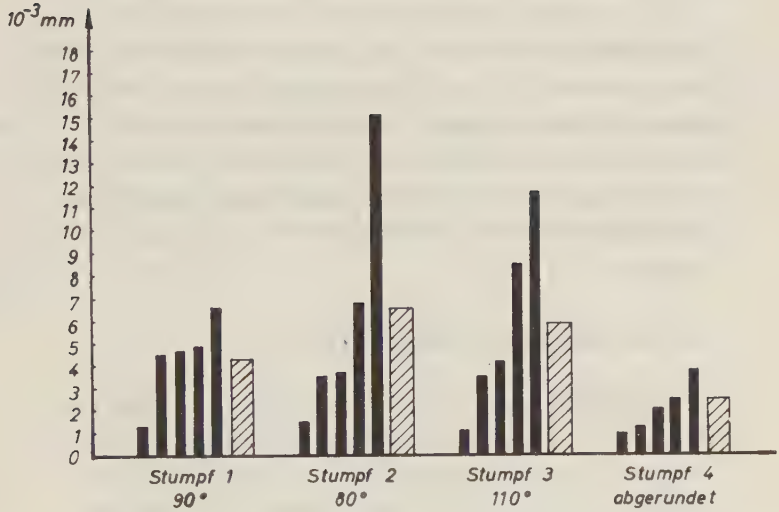

Abb. 11: Verformung des Kronenrandes beim Bruch bei palatinaler Belastung.

Schwarz: Verformung der Einzelkronen.

Schraffiert: Mittelwerte einer Versuchsreihe.

Durchschnittlich ergaben sich folgende Aufbiegungswerte:

Incisale Belastung:

Stumpf 1 (90°)	5,28 x 10^{-3} mm
Stumpf 2 (80°)	8,38 x 10^{-3} mm
Stumpf 3 (110°)	11,82 x 10^{-3} mm
Stumpf 4(abgerundet)	9,55 x 10^{-3} mm

Palatinale Belastung:

Stumpf 1 (90°)	$4{,}29 \times 10^{-3}$ mm
Stumpf 2 (80°)	$6{,}61 \times 10^{-3}$ mm
Stumpf 3 (110°)	$5{,}83 \times 10^{-3}$ mm
Stumpf 4 (abgerundet)	$2{,}51 \times 10^{-3}$ mm

Die Verformung bei den von incisal belasteten Kronen lag zwischen $1{,}0 \times 10^{-3}$ mm bis $16{,}75 \times 10^{-3}$ mm mit einem Durchschnittswert aller Kronen von $8{,}75 \times 10^{-3}$mm, während sich bei den von platinal belasteten Kronen Werte von $1{,}0 \times 10^{-3}$mm bis $15{,}25 \times 10^{-3}$mm und ein Durchschnittswert aller Kronen von $4{,}81 \times 10^{-3}$mm ergaben.

Verlauf der Bruchlinien:

Ähnlichkeiten des Bruchlinienverlaufes ließen sich sowohl bei den auf der Schneidekante als auch bei den auf der palatinalen Fläche belasteten Kronen feststellen. Bei incisaler Beanspruchung brachen die Kronen sowohl bei Schlag- als auch bei Druckbelastung vorwiegend labial und palatinal in Längslinien, die an dem mesialen und distalen Ende der Stumpfschneidekante begannen und ungefähr parallel zur Zahnachse verliefen. Bei palatinaler Beanspruchung zeigten sich hauptsächlich Trümmerfrakturen an der Belastungsstelle und eine glatte Bruchlinie in Längsrichtung in der Mitte der labialen Fläche. Signifikante Unterschiede in Bezug auf die Schulterform konnten nicht festgestellt werden. Die in der Literatur häufig beschriebenen halbmondförmigen Brüche traten nicht auf, da die Kronen an der Belastungsstelle vom Stumpf unterstützt waren.

2) Metallkeramikkronen:

Im Gegensatz zu den Mantelkronen waren die 4 Metallkeramikkronen, die auf Stumpf 3 mit einer Schulterneigung von 110^{o} hergestellt wurden, nicht zu zerstören. Die Versuche wurden nach 15.000 Schlägen auf die Schneidekante und nach mehrfacher Druckbelastung bis zu 233,75 kp/cm^2 abgebrochen. Die Porzellanverblendungen zeigten danach weder Risse noch Sprünge, noch war an den Belastungsstellen irgendeine Veränderung zu erkennen. Die Haftung des Porzellans am Metall war unverändert.

Auch bei diesen Kronen maßen wir elektronisch die Verformung der labialen verblendeten Fläche im Bereich der Stufe unter Druck. Dabei erhielten wir Werte von 28×10^{-3}mm bis 70×10^{-3}mm. Die Abbildung 12 zeigt die Verformung der 4 Kronen unter steigenden Drucken. Die Belastungsdauer betrug pro Druckstufe etwa 10 - 12 sec. Auf der Abszisse ist die Druckbelastung in kp/cm^2 angegeben, auf der Ordinate die Deformierung in 1/1000 mm.

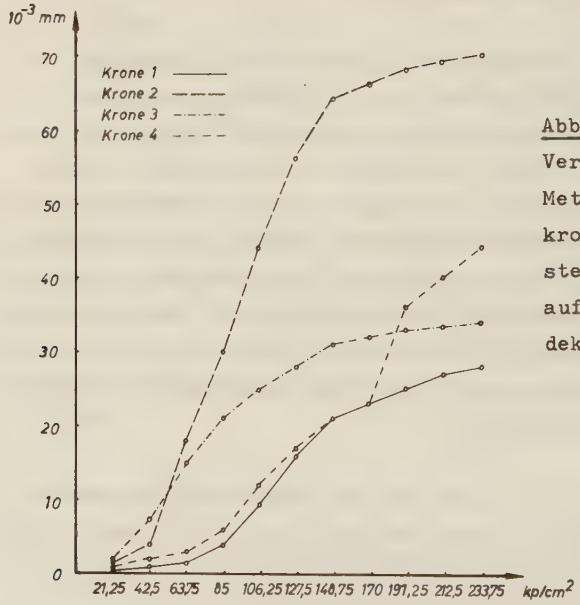

Abb.12:
Verformung der Metallkeramikkronen unter steigendem Druck auf die Schneidekante.

3) Die Verbindung Porzellan-Metall im elektronenoptischen Bild.

Nach den Belastungsversuchen wurden Schliffpräparate hergestellt und die Verbindung Porzellan - Metall mit dem Raster-Elektronenmikroskop Stereoscan oberflächenmikroskopisch untersucht.

Die Abbildungen 13, 14 und 15 zeigen die verschiedenen keramischen Massen bei 128-facher Vergrößerung. Auffallend ist, daß die Dentinmasse die kleinsten und wenigsten Poren hat, während diese in der Schmelzmasse bedeutend grösser sind und an Größe und Zahl in der Grundmasse noch weiter zunehmen.

Abb. 13:
Schmelzmasse
(Vergrößerung
128-fach)

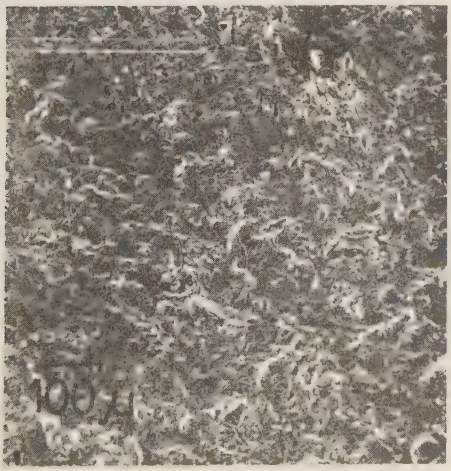

Abb. 14:
Dentinmasse
(Vergrößerung
128-fach)

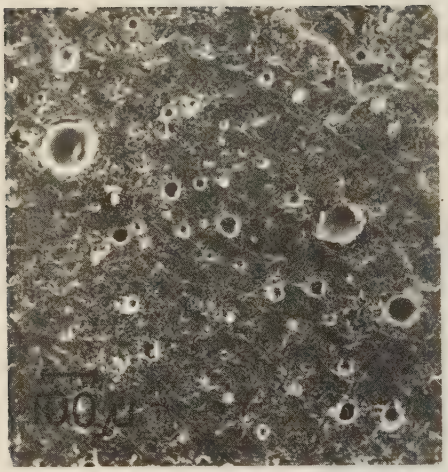

Abb.: 15: Grundmasse. (Vergrößerung 128-fach).

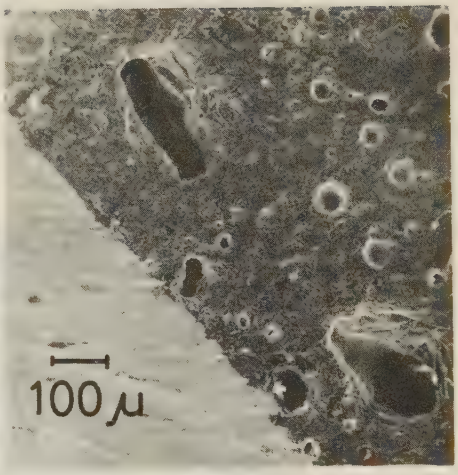

Abb. 16: Übergang Metall-Porzellan. Große Hohlraumbildungen im Porzellan. (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Vergr. 130-fach).

Auf Abbildung 16 ist die Verbindungsstelle zwischen Metall und Porzellan in 130-facher Vergrößerung abgebildet. Hier zeigen sich große Hohlräume innerhalb des Porzellans, jedoch sind zwischen Metall und Porzellan keine Spaltbildungen nachweisbar. Auch Ausschnittvergrößerungen aus der Abbildung 16, die Abbildungen 17 (Vergrößerung: 645-fach) und 18 (Vergrößerung: 2580-fach) lassen keine Unterbrechung der Verbindung erkennen.

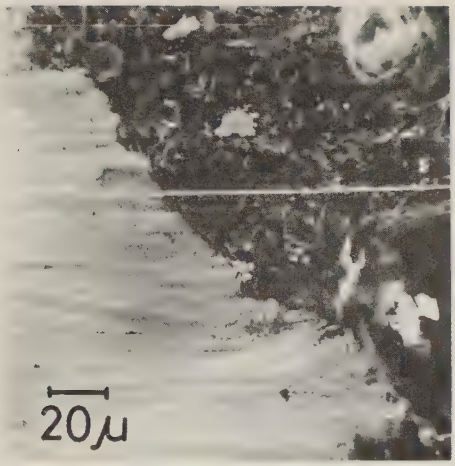

Abb. 17: Übergang Metall - Porzellan. Ausschnitt aus Abbildung 16. (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Vergr. 645-fach).

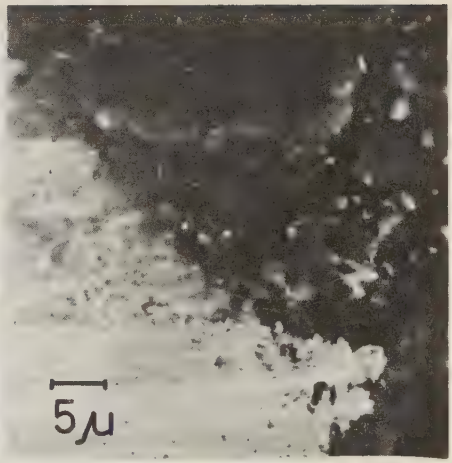

Abb. 18: Übergang Metall - Porzellan. Ausschnitt aus Abbildung 16. (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Vergr. 2580-fach).

Daß die Hohlraumbildung nur im Porzellan liegt, zeigen besonders deutlich die Abbildungen 19 und 20. Zwischen Metall und Hohlraum befindet sich eine dünne Schicht Mineralmasse.

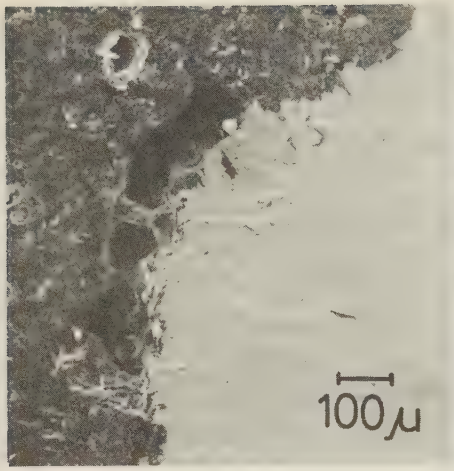

Abb. 19: Übergang Metall-Porzellan. Große Hohlräume in der Nähe der Verbindungsstelle. (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Vergr. 123-fach).

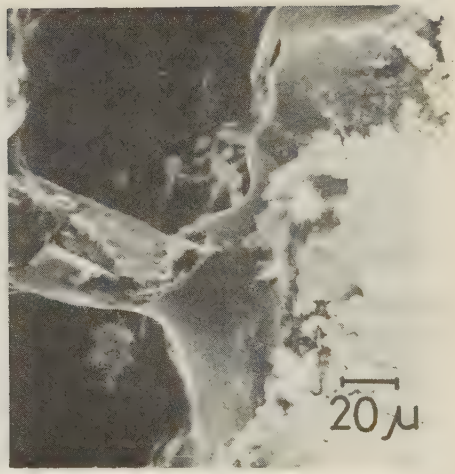

Abb. 20: Übergang Metall - Porzellan. Ausschnitt aus Abb. 19 Zwischen Hohlraum und Metall befindet sich eine dünne Schicht Mineralmasse. (Vergr. 645-fach).

Wie stark die mechanische Verzahnung der beiden Werkstoffe ist, geht aus den Abbildungen 21 und 22 hervor. Selbst kleinste Vertiefungen (bis 2 Mikron) sind von keramischer Masse durchsintert.

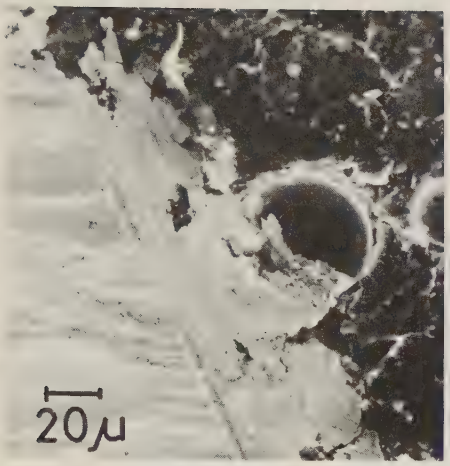

Abb. 21: Übergang Metall - Porzellan. Starke Verzahnung der beiden Werkstoffe. (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Vergr. 640-fach).

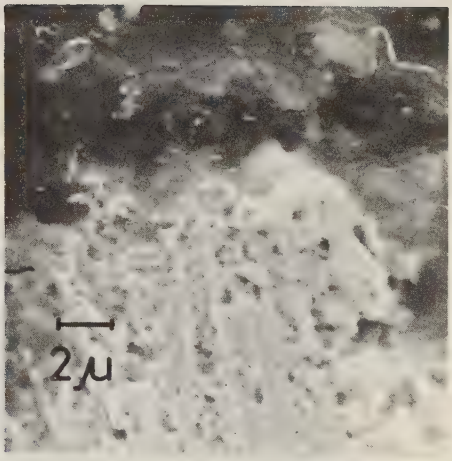

Abb. 22: Übergang Metall - Porzellan. (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Vergrößerung: 6500-fach).

Da in der Literatur immer wieder darauf hingewiesen wird, daß die Verbindung chemischer Natur sei, wobei legierungseigene, spezifische Haftoxide die Voraussetzung seien, untersuchten wir auch solche Kronen, bei denen die Heradorfläche mit bonding-gold abgedeckt war. Es ist nicht bekannt, ob dieses bonding-gold ebenfalls Haftoxide bildet.

Die Abbildung 23 zeigt zunächst einen Schnitt durch ein mit bonding-gold behandeltes Heradorplättchen. Die unscharfen Anteile des Bildes stellen die senkrecht zum Anschliff stehende, mit Deckgold beschichtete Oberfläche des Plättchens dar. Die beiden Metallschichten sind deutlich zu erkennen (Herador: dunkel, bonding-gold: hell).

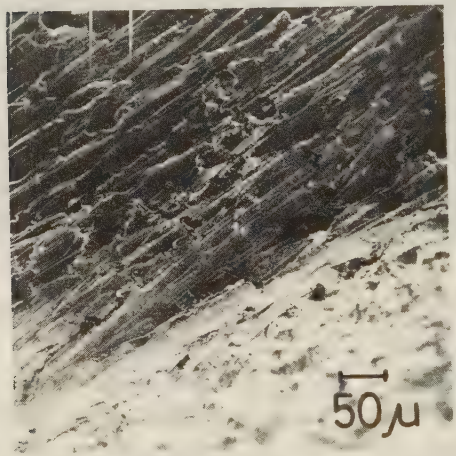

Abb. 23:
Schliff durch ein mit Deckgold beschicktes Herador-Plättchen.
(Herador: dunkel, Deckgold: hell. Vergr. 225-fach).

Die Verbindung zwischen bonding-gold und Mineralmasse weist keine Unterschiede gegenüber der Verbindung Herador-Porzellan auf (Abbildungen 24, 25 und 26).

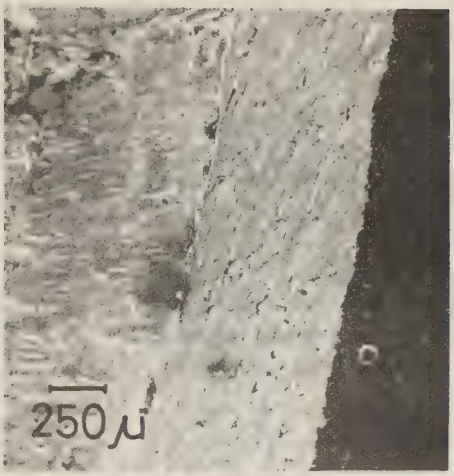

Abb. 24:
Übergang Metall-Porzellan einer mit Deckgold beschickten Krone (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Deckgold nicht erkennbar. Vergr. 58-fach).

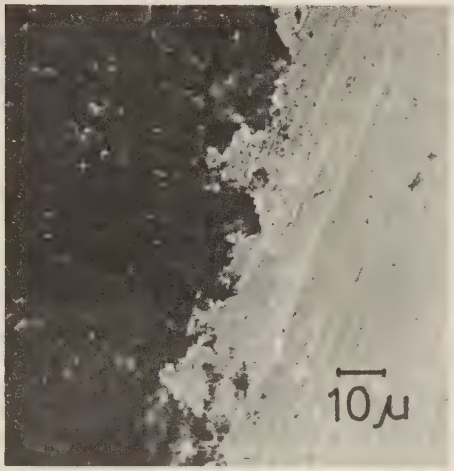

Abb. 25:
Übergang Metall-Porzellan einer mit Deckgold beschickten Krone (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Deckgold nicht erkennbar. Vergr. 1170-fach).

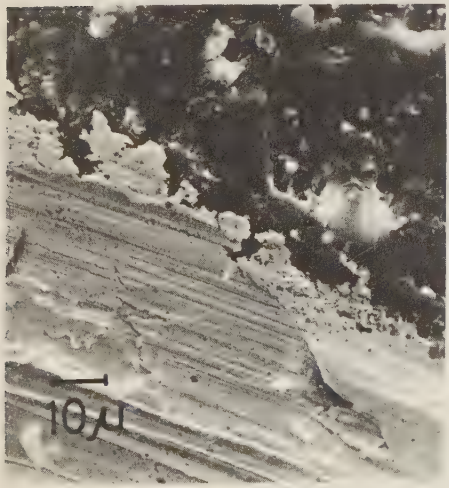

Abb. 26:
Übergang Metall-Porzellan einer mit Deckgold beschickten Krone. (Metall: hell, Porzellan: dunkel. Deckgold nicht erkennbar. Verg. 1230-fach).

IV. DISKUSSION DER ERGEBNISSE.

In dieser Arbeit sollte festgestellt werden, ob

1) die Bruchfestigkeit von Porzellanmantelkronen von der Art der Schulterpräparation beeinflußt wird, und

2) welcher Art die Verbindung zwischen Porzellan und Edelmetall beim Aufbrennkeramikverfahren ist und wie stark die Haftung ist.

ad 1) Porzellanmantelkronen:

Zur Klärung der Frage der Bruchfestigkeit von Jacketkronen stellten wir Versuche an Phantommodellen an. Die Kronen wurden sowohl auf Stoß als auch auf Druck beansprucht, was den hauptsächlichsten Belastungsarten im Munde entspricht. Die Methodik unserer Versuchsanordnungen läßt vergleichbare Ergebnisse erwarten, da alle Versuchsobjekte denselben Bedingungen unterworfen waren. Da die Jacketkronen nur individuell von Hand hergestellt werden können, ist eine Normierung der Abmaße nicht einwandfrei möglich. Durch die Anzahl der Versuche lassen sich etwaige Fehlermöglichkeiten jedoch ausgleichen.

Wie werden die auf die Krone einwirkenden Kräfte vom Stumpf bzw. von der Stumpfschulter aufgenommen und welche statische Bedeutung

kommt der Schulterform zu? Inwieweit lassen sich die nachfolgenden theoretischen Überlegungen mit unseren praktischen Ergebnissen in Einklang bringen?

Nach E. MARZI (23) zerfallen Kräfte, die palatinal in einem Winkel zur Zahnachse auf eine Krone treffen, in eine axiale und eine horizontale Komponente. Je kleiner der Winkel ist, desto größer wird die axiale Komponente und desto kleiner wird die horizontale Komponente und umgekehrt. Treffen die Kräfte nicht in der Projektion des Stumpfes auf die Krone, so entstehen Torsionskräfte.

Bei axial wirkenden Kräften entstehen Schubspannungen, die Krone erfährt nur Schubkräfte. Das war in unseren Untersuchungen der Fall bei incisaler Belastung. Allerdings zerfallen diese Kräfte an den verschiedenen Schultern wiederum in verschiedene Komponenten.

Bei den folgenden Überlegungen wollen wir die Kräfte, die von den Stumpfwänden aufgenommen werden, d.h. von der Krone über den Zement an den Stumpf abgegeben werden, vernachlässigen, da sie nicht zu objektivieren sind. Es sollen nur die Kräfte Beachtung finden, die auf die Schulter einwirken.

Bei den einzelnen Schultern ergaben sich folgende Kraftwirkungen:

90° - Schulter:
Die Kraft K tritt in axialer Richtung auf, d.h. senkrecht zur Schulter und wird ohne Zerlegung von der Schulter aufgenommen (Abb. 27). Somit treten keine Scherungen auf. Die wirkende Kraft übt nur einen Druck (K_d) auf die Unterlage aus.

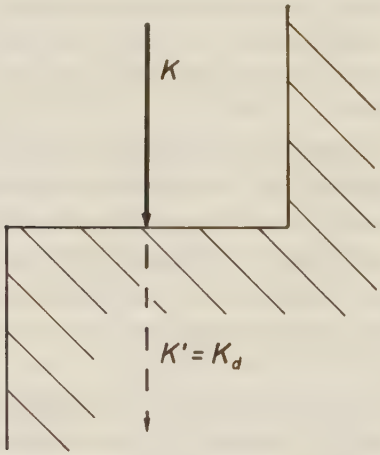

Abb. 27: Kraftverteilung an der 90°-Schulter bei incisaler Belastung.

80° - Schulter:

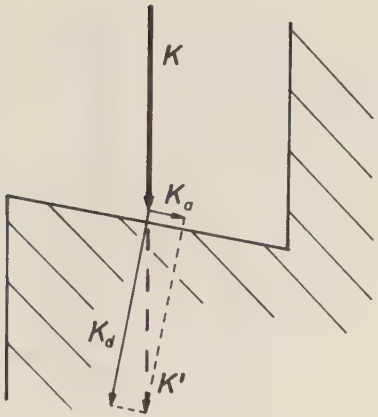

Abb. 28: Kraftverteilung an der 80° - Schulter bei incisaler Belastung.

Die Kraft K zerfällt in eine Komponente K_d senkrecht zur Schulter, die einen Druck auf die Unterlage ausübt, und in eine Komponente K_a senkrecht dazu, d.h. parallel zur Schulter (Abb. 28). Dieser Teil der Kraft führt zu Abscherungen, die aber, da sie auf den Stumpf hin gerichtet sind, von diesem absorbiert werden.

110° - Schulter:

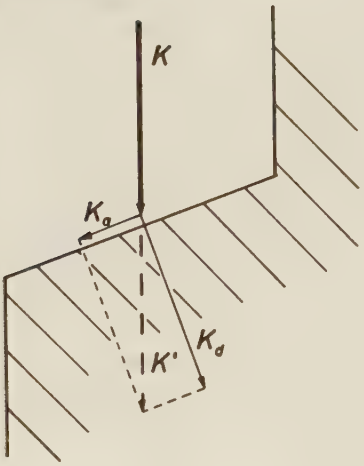

Abb. 29: Kraftverteilung an der 110°-Schulter bei incisaler Belastung.

Die Abscherkomponente K_a wirkt in diesem Falle vom Stumpf weg, hat also kein Widerlager und führt somit zum Bruch der Krone. Die Schulter wirkt wie eine schiefe Ebene. Je größer der Schulterwinkel ist, desto größer wird die abscherende Komponente.

Abgerundete Schulter:

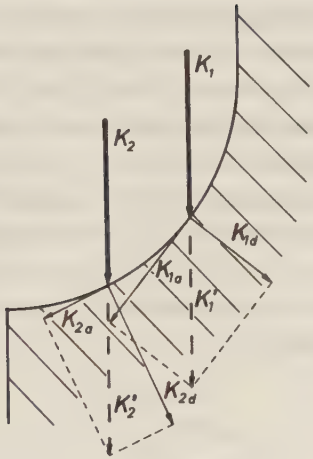

Abb. 30: Kraftverteilung an der abgerundeten Schulter bei incisaler Belastung.

Hier treten abscherende Komponenten auf, die zwar zum äußeren Ende der Schulter hin immer kleiner werden (K_{1a} bzw. K_{2a}), deren Gesamtsumme aber größer ist als die Abscherkomponente der 110°-Schulter. Dies ergab sich durch vektorielle Addition der Abscherkomponenten an vielen Stellen der Schulter.

Bei axialer Kraftrichtung erscheinen also die 90°- und die 80°-Schulter als statisch am besten, während die abgerundete Schulter die statisch ungünstigsten Verhältnisse aufweist.

Die 110° - Schulter liegt dazwischen.

Die Kraftzerlegung bei palatinal in einem Winkel zur Zahnachse auftretenden Kräften ist abhängig von der Beschaffenheit des Stumpfes. Ist dieser härter oder ebenso hart wie die Krone, so zerfällt die Kraft

1) in eine Komponente K_o in Richtung der Kronenoberfläche am Kraftangriffspunkt und
2) in eine Komponente K_s senkrecht dazu (Abb. 31).

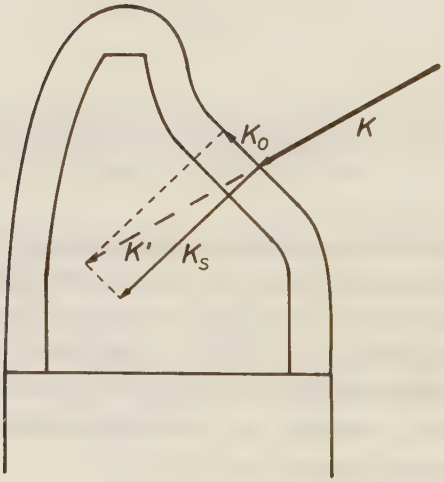

Abb. 31: Kraftverteilung bei hartem Stumpf und palatinaler Krafteinwirkung.

Bei rechtwinkligem Auftreffen der Kraft auf die Oberfläche entfällt die Oberflächenkomponente K_o. Diesen Fall können wir für unsere Versuche annehmen.

Ist der Stumpf weicher als die Krone, wie z.B. das Dentin, kann sich die Kraft zerlegen in

1) eine Komponente K_A in Richtung zur Zahnachse und
2) eine Komponente K_D senkrecht dazu (Abb. 32).

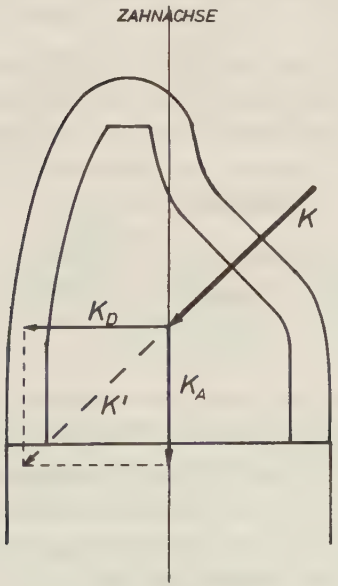

Abb. 32: Kraftverteilung bei weichem Stumpf und palatinaler Krafteinwirkung.

Die Komponente K_D erzeugt ein Drehmoment, durch das die Krone labial am Kronenrand, h.h. an der Schulter und dem nach incisal anschließenden Teil der Krone, belastet wird, was zu den oft beschriebenen halbmondförmigen Frakturen führt. Dadurch erklärt sich auch die Tatsache, daß diese Art der Brüche bei unseren Versuchen nicht auftrat.

Bei palatinaler Belastung hat die Schulter keinen Einfluß auf die Kraftaufnahme unter der Voraussetzung, daß die Krone dem Stumpf palatinal exakt anliegt, da die gesamte Kraft dann von dem Stumpf aufgenommen wird.

Insgesamt läßt sich nach diesen theoretischen Überlegungen sagen, daß die nach innen geneigte Schulter die besten statischen Verhältnisse bietet. Dann kommen in der Reihenfolge mit ungünstigeren statischen Verhältnissen

die rechtwinklige Schulter,
die nach außen abgeschrägte Schulter und
die ausgekehlte Schulter.

Diese Theorien wurden bei unseren Untersuchungen nur teilweise bestätigt. Es zeigte sich, daß die abgerundete Schulter durchweg bessere Ergebnisse ergab als die nach aussen abgeschrägte. Eine Ausnahme war bei incisaler Druckbelastung festzustellen: Hier ergab die rechtwinklige Schulter die schlechtesten Ergebnisse.

In der folgenden Übersicht ist die Belastbarkeit in Abhängigkeit von der Belastungsart und der Schulterform noch einmal dargestellt (es sind die Gesamtwerte jeweils einer Versuchsreihe angegeben).

Incisale Schlagbelastbarkeit:

Stumpf 1 (90°)	9689	Schläge
Stumpf 2 (80°)	7571	Schläge
Stumpf 3 (110°)	5621	Schläge
Stumpf 4 (abgerundet)	6473	Schläge

Palatinale Schlagbelastbarkeit:

Stumpf 1 (90°)	7316	Schläge
Stumpf 2 (80°)	7471	Schläge
Stumpf 3 (110°)	2084	Schläge
Stumpf 4 (abgerundet)	4839	Schläge

Incisale Druckbelastbarkeit:

Stumpf 1 (90°)	755,6	kp/cm^2
Stumpf 2 (80°)	956,25	kp/cm^2
Stumpf 3 (110°)	850,0	kp/cm^2
Stumpf 4 (abgerundet)	935,0	kp/cm^2

Palatinale Druckbelastbarkeit:

Stumpf 1 (90°)	913,75	kp/cm^2
Stumpf 2 (80°)	828,75	kp/cm^2
Stumpf 3 (110°)	743,75	kp/cm^2
Stumpf 4 (abgerundet)	828,75	kp/cm^2.

Als statisch günstigste Präparationsarten müssen demnach die 80°- und die 90°-Schulter betrachtet werden. Die nach innen abgeschrägte Schulter ist allerdings schwer zu präparieren und hat auch biologische Nachteile durch die Gefährdung des Randschlusses durch Ausbrechen nicht abgestützter Schmelzprismen.

Nach den Untersuchungen von W. RUMETSCH, S. SCHREIBER und A. MOTSCH (33) ist die rechtwinklige Schulter statisch günstiger zu beurteilen als die abgerundete, da diese eine ungünstige statische Beanspruchung der Krone ergibt. Allerdings beurteilen sie auch die eckig abfallende Schulter als erheblich besser als die abgerundete.

In praktisch jedem Falle erwies sich in unseren Untersuchungen die nach außen abgeschrägte Schulter als die statisch unzweckmäßigste. Die abgerundete Schulter ist in der Statik der 80°- und 90°-Schulter nicht ganz ebenbürtig. Sie ergab relativ gute Ergebnisse, so daß sie, besonders in Anbetracht ihrer präparatorischen Vereinfachungen, durchaus empfehlenswert erscheint.

Die Aufbiegung des Kronenrandes bei incisaler Belastung ist bei Stumpf 1 (90°) mit einem Mittelwert von $5{,}28 \times 10^{-3}$ mm am geringsten. Dann folgen Stumpf 2 mit $8{,}38 \times 10^{-3}$ mm, Stumpf 4 (abgerundet) mit $9{,}55 \times 10^{-3}$ mm und zuletzt Stumpf 3, bei dem mit $11{,}82 \times 10^{-3}$ mm die stärksten Verformungen auftraten.

Bei palatinaler Belastung ist die Reihenfolge:

Stumpf 4 (abgerundet)	2,5 x 10^{-3}mm
Stumpf 1 (90°)	4,29 x 10^{-3}mm
Stumpf 3 (110°)	5,83 x 10^{-3}mm
Stumpf 2 (80°)	6,61 x 10^{-3}mm,

wobei hier die Werte bedeutend niedriger liegen als bei incisaler Belastung (s.a. Abb. 10 und 11).

Ein weiterer Vorteil der ausgekehlten Stufe zeigte sich bei der technischen Herstellung der Kronen. Während eine genaue Abformung und ein exakter Randschluß bei den 3 Stümpfen mit kantiger Schulter schwierig zu erreichen waren, konnte dies auf Stumpf 4 mit abgerundeter Schulter ohne Schwierigkeiten bewerkstelligt werden, denn schon das Platinhütchen kann leichter anrotiert werden. Außerdem kommt die ausgekehlte Schulter der Neigung des Porzellans entgegen, beim Brennvorgang zur größeren Masse hin zu schwinden und scharfe Kanten abzurunden, was nach W. DRUM (7) einen ungenauen Randschluß zur Folge hat.

Ad 2) Metallkeramikkronen:

Als erheblich bruchfester als die Jacketkronen erwiesen sich die Metallkeramikkronen. Alle 80 Porzellanmantelkronen konnten mit unseren Versuchsanordnungen bis zum Bruch belastet werden, während die Verblendungen der Metallkeramikkronen unter denselben Bedingungen bei erheblich längerer Krafteinwirkung weder Risse noch Absprünge der Mineralmasse zeigten.

Ein Unterschied der Haftfähigkeit der keramischen Massen am Metall bei Verwendung von Deckgold (bonding-gold) und bei dessen Fehlen konnte nicht festgestellt werden. Wenn auch die geringe Anzahl der Versuche keine gültige Aussage erlaubt, so scheint das Deckgold, wenn es aus kosmetischen Gründen erforderlich ist, die Haftfähigkeit der Verblendung nicht zu beeinflussen.

Erstaunlich war die starke Aufbiegung am Kronenrand, die selbst bei einer Verformung von 70 x 10^{-3}mm nicht zum Absplittern der keramischen Massen führte.

Die Haftung der keramischen Massen an der Metall-Legierung bezeichnet K. EICHNER (9) nach seinen klinischen Erfahrungen als gut. H. RITZE (31) betrachtet das Haftungsproblem als gelöst. Auch unsere klinischen Erfahrungen in Bezug auf die Verbindung der beiden Werkstoffe sind ausgezeichnet.

Nach Ansicht von R.C. VICKERY und L.A. BADINELLI, zitiert bei K. EICHNER (9), kommt die Bindung zwischen keramischer Masse und Edelmetall durch Druckretentionskräfte, chemische und van-der-Waalsche-Kräfte, und mechanische Retention zustande. Die beteiligten Firmen geben Haftoxide als Verbindungselemente an.

K. EICHNER (9) gewinnt aufgrund von Untersuchungen im optischen Mikroskop den Eindruck, daß die entscheidende Rolle nicht die chemische Bindung spielt, sondern die mechanische Retention. Im Elektronenmikroskop untersuchte er im Replica-Verfahren hergestellte Präparate und nimmt aufgrund dieser Untersuchungen eine direkte, wahrscheinlich chemische Bindung an.

Auf unseren oberflächen-elektronenmikroskopischen Vergrößerungen ist überall eine deutlich abgegrenzte Verbindungsstelle zwischen keramischer Masse und Metall zu erkennen. Dies läßt Zweifel an einer vorwiegend chemischen Bindung aufkommen, Auch die starke Verzahnung der beiden Werkstoffe ineinander, die besonders auf den Abbildungen 21, 22, 25 und 26 deutlich zu sehen ist, spricht eher für eine hauptsächlich mechanische Retention. Eine chemische Verbindung läßt sich allerdings nicht völlig ausschließen. Hinweise für diese Annahme bieten vor allem die Abbildungen 19 und 20. Trotz Hohlraumbildung an der Grenzzone Metall - Porzellan ist das Metall von Mineralmasse übersintert. Spalten lassen sich nicht nachweisen.

Außerdem ergaben unsere Aufnahmen, daß Blasenbildung in den keramischen Massen, vor allem in der Grundmasse, trotz sorgfältigen Arbeitens nicht vermieden werden kann, was auch H. RITZE (31) erwähnt.

V. ZUSAMMENFASSUNG.

In dieser Arbeit sollte an 80 Porzellanmantelkronen und 4 Metallkeramikkronen untersucht werden, ob

1) der Schulterwinkel einen Einfluß auf die Bruchfestigkeit hat,
2) eine Aufbiegung der Mantelflächen am Kronenrand erfolgt,
3) sich ein einheitlicher Bruchlinienverlauf ergibt,
4) die Haftung des Porzellans am Metall bei der Verblendkeramik ausreichend ist und ob
5) aufgrund der elektronenoptischen Analyse eine Aussage über die Art der Retention Porzellan - Metall gemacht werden kann.

Benutzt wurden 4 Stahlstümpfe mit folgenden Schultern:

einer rechtwinkligen Schulter (90°-Schulter)
einer nach innen geneigten Schulter (80°-Schulter)
einer nach aussen geneigten Schulter (110°-Schulter)
und einer nach innen abgerundeten Schulter.

Als Belastungsarten wurden die Stoßbelastung und die Druckbelastung gewählt. Mit Hilfe einer selbstentwickelten Apparatur wurden 80 Mineralmantelkronen axial (incisal) und in einem Winkel von 40° zur Zahnlängsachse von palatinal auf Stoß

und Druck belastet. Die Stöße trafen in Intervallen von 1 sec. auf die Kronen und wirkten mit einer Kraft von 150 kp, was einem kurzzeitigen, stoßartigen Druck von 1500 kp/cm^2 entsprach. Die Druckuntersuchung erfolgte mittels einer Presse, durch die die Kronen mit stufenweise erhöhtem Druck belastet wurden unter gleichzeitiger elektronischer Registrierung der Verformung des Kronenrandes.

Weiterhin wurden 4 Verblendkeramikkronen mit und ohne bonding-gold auf ihre Bruchsicherheit geprüft und anschließend elektronenoptisch mit dem Oberflächen - Rastermikroskop untersucht.

Die Frage der statisch günstigsten Schulterform wurde zunächst theoretisch-mathematisch abgehandelt, wobei die 90°- und die 80°-Schulter am zweckmäßigsten erschienen. Die abgerundete Schulter wies die statisch ungünstigsten Verhältnisse auf.

Die Untersuchungen bestätigten diese Überlegungen nur teilweise. An Bruchfestigkeit übertrafen die 90°- und die 80°-Schulter sowohl die 110°- als auch die abgerundete Schulter. Die niedrigsten Werte für die Bruchfestigkeit ergaben sich allerdings bei den Kronen, die auf dem Stumpf mit der 110°-Schulter hergestellt wurden.

Ergebnisse:

Es werden die Gesamtbelastungen einer Versuchsreihe angegeben.

Incisale Stoßbelastung:

Stumpf 1 (90°)	9689 Stöße
Stumpf 2 (80°)	7571 Stöße
Stumpf 3 (110°)	5621 Stöße
Stumpf 4 (abgerundet)	6473 Stöße

Palatinale Stoßbelastung:

Stumpf 1 (90°)	7361 Stöße
Stumpf 2 (80°)	7471 Stöße
Stumpf 3 (110°)	2084 Stöße
Stumpf 4 (abgerundet)	4839 Stöße

Incisale Druckbelastung:

Stumpf 1 (90°)	775,6 kp/cm^2
Stumpf 2 (80°)	956,25 kp/cm^2
Stumpf 3 (110°)	850,0 kp/cm^2
Stumpf 4 (abgerundet)	935,0 kp/cm^2

Palatinale Druckbelastung:

Stumpf 1 (90°)	913,75 kp/cm^2
Stumpf 2 (80°)	828,75 kp/cm^2
Stumpf 3 (110°)	743,75 kp/cm^2
Stumpf 4 (abgerundet)	828,75 kp/cm^2.

Es wurden die praktischen Vorteile bei der Präparation von Stümpfen mit ausgekehlter Schulter und bei der technischen Herstellung von Kronen auf diesem Stumpf aufgezeigt.

Die Verformung der Kronenränder ist bei den verschiedenen Schulterpräparationsarten unterschiedlich. Auch bei der Belastung von incisal oder palatinal werden Unterschiede deutlich.

In einer vergleichendem Untersuchung an Aufbrennkeramikkronen wurde eine erheblich größere Bruchfestigkeit festgestellt. Anhand von elektronenmikroskopischen Untersuchungen der Oberflächen von Schliffpräparaten durch Aufbrennkeramikkronen wurde versucht, Aufschlüsse über die Bindung zwischen keramischen Massen und der Metallegierung zu gewinnen. Die Haftung wird wahrscheinlich sowohl durch mechanische Retention als auch durch eine chemische Verbindung beider Werkstoffe erreicht.

VI. ZUSAMMENSTELLUNG DER PRÜFPROTOKOLLE.

Stumpf	Krone	Dicke der Krone					Schläge	gesamt
		inc	bucc	pal	b.cer	p.cer		
I 90°	1	1,8	1,6	1,8	1,1	0,9	52	9689
	2	2,0	2,0	1,9	1,1	1,0	2226	
	3	2,0	1,9	1,5	1,1	1,0	2408	
	4	1,6	1,6	1,6	1,1	1,1	2433	
	5	1,6	1,7	1,5	1,1	1,0	2570	
II 80°	1	1,8	1,5	1,4	1,2	0,9	35	7571
	2	1,7	1,6	1,5	0,8	0,8	895	
	3	1,6	1,4	1,7	0,9	1,0	1781	
	4	2,0	1,5	1,4	0,9	1,0	2221	
	5	1,9	1,5	1,4	1,1	1,2	2639	
III 110°	1	1,6	1,5	1,6	1,1	1,0	218	5621
	2	1,5	1,4	1,7	1,0	1,2	267	
	3	1,4	1,6	1,8	1,0	0,9	588	
	4	1,9	1,5	1,5	1,0	1,0	1767	
	5	1,6	1,7	1,9	0,9	1,0	2781	
IV abgerundet	1	1,7	1,6	1,5	1,0	0,9	27	6473
	2	1,6	2,2	1,7	1,2	1,0	345	
	3	1,7	2,1	1,4	1,1	1,0	377	
	4	2,0	1,9	1,4	1,1	1,1	2162	
	5	1,8	2,0	1,7	1,2	1,1	3562	

Tabelle 1. Prüfprotokoll für die incisale Schlagbelastung.

Stumpf	Krone	Dicke der Krone					Schläge	gesamt
		inc	bucc	pal	b.cer	p.cer		
I 90°	1	1,9	1,6	1,6	1,2	1,0	132	7316
	2	2,0	1,8	1,5	1,0	1,2	339	
	3	2,0	1,9	1,7	1,1	1,2	1717	
	4	1,6	1,7	1,5	1,2	1,1	2247	
	5	1,7	1,9	1,4	1,1	1,1	2881	
II 80°	1	1,5	1,5	1,6	1,0	0,9	215	7471
	2	2,0	1,5	1,7	1,0	1,0	918	
	3	1,8	1,5	1,4	1,1	1,2	1640	
	4	1,9	1,6	1,5	1,1	1,0	2062	
	5	2,0	1,7	1,6	1,1	1,0	2636	
III 110°	1	2,0	1,5	1,5	0,9	1,0	24	2084
	2	1,5	1,5	1,5	1,2	1,0	196	
	3	1,6	1,6	1,8	1,2	1,1	208	
	4	1,5	1,6	1,6	1,1	1,1	423	
	5	2,0	1,7	1,7	1,0	0,9	1233	
IV abgerundet	1	2,1	1,6	1,7	1,0	1,0	9	4839
	2	1,9	1,6	1,7	1,1	1,1	677	
	3	1,6	1,7	1,8	1,2	1,2	700	
	4	2,0	1,5	1,9	1,0	0,9	1039	
	5	2,0	1,9	1,7	1,1	1,2	2414	

Tabelle II. Prüfprotokoll für die palatinale Schlagbelastung.

Stumpf	Krone	Dicke der Krone					kp/cm^2	Dehnung in 10^{-3}mm
		inc	bucc	pal	b.cer	p.cer		
I 90°	1	1,7	1,5	1,5	1,0	1,0	106,25	10,00
	2	2,1	1,7	1,6	1,1	1,0	138,125	8,25
	3	1,8	1,7	1,7	1,2	1,0	148,75	3,75
	4	1,6	1,8	2,0	1,1	1,1	191,25	3,40
	5	1,7	1,7	1,8	1,0	1,0	191,25	1,00
II 80°	1	1,9	1,6	1,5	1,2	1,0	148,75	16,50
	2	2,0	1,7	1,6	1,0	1,0	191,25	7,25
	3	2,o	1,7	1,6	1,0	0,9	191,25	13,15
	4	1,9	1,5	1,5	0,9	0,9	212,50	2,50
	5	1,7	1,5	1,9	1,0	1,0	212,50	2,50
III 110°	1	1,5	1,6	1,5	1,1	1,1	127,50	16,75
	2	1,6	1,6	1,6	1,0	1,0	148,75	14,25
	3	1,5	1,5	1,6	0,9	1,0	170,00	2,50
	4	1,6	1,8	1,5	1,0	1,0	191,25	8,85
	5	1,5	1,7	1,6	1,1	1,1	212,50	16,75
IV abge-rundet	1	1,6	1,5	1,8	1,0	1,0	170,00	1,85
	2	1,9	1,6	1,6	1,1	0,8	170,00	10,75
	3	1,7	2,0	1,9	1,1	1,0	191,25	16,25
	4	1,8	1,6	1,5	1,0	1,2	191,25	16,15
	5	2,0	1,5	1,9	1,2	1,2	212,50	2,75

Tabelle III. Prüfprotokoll für die incisale Druckbelastung.

Stumpf	Krone	Dicke der Krone					kp/cm^2	Dehnung in 10^{-3}mm
		inc	bucc	pal	b.cer	p.cer		
I 90°	1	2,0	1,6	1,5	0,8	1,2	148,75	1,30
	2	1,8	1,5	1,6	0,9	1,2	148,75	4,30
	3	1,8	1,7	1,7	0,8	1,0	191,25	4,60
	4	1,7	1,6	1,6	1,0	1,2	191,25	6,50
	5	2,0	1,6	1,6	1,0	1,1	233,75	4,75
II 80°	1	1,7	1,6	1,5	1,1	1,0	127,50	15,25
	2	1,7	1,7	1,5	0,9	0,9	127,50	1,50
	3	2,0	1,8	1,7	1,1	1,0	170,00	6,50
	4	1,9	1,7	1,6	1,0	1,0	191,25	6,50
	5	2,0	1,8	1,7	1,2	1,0	212,50	3,30
III 110°	1	2,0	1,5	1,5	1,0	1,0	106,25	4,15
	2	1,7	1,6	1,6	1,0	1,1	127,50	1,05
	3	2,0	1,7	1,7	1,1	1,0	148,75	11,90
	4	2,0	1,8	1,6	1,2	0,9	170,00	8,65
	5	1,7	1,6	1,6	1,0	1,1	191,25	3,40
IV abge-rundet	1	1,5	1,5	1,5	0,9	1,0	148,75	2,15
	2	1,7	1,6	1,6	1,1	1,0	148,75	3,80
	3	1,7	1,5	1,7	1,0	1,0	170,00	1,25
	4	1,7	1,7	1,5	1,0	1,0	170,00	4,35
	5	1,7	1,6	1,5	1,2	1,0	191,25	1,00

Tabelle IV. Prüfprotokoll für die palatinale Druckbelastung.

VII. LITERATUR.

1) AMEDICK, E. und K.H. BUSSMANN: Prüfmaschinen für stoßartige Beanspruchung, in: Handbuch der Werkstoffprüfung (2. Auflg., Band 1: Prüf- und Meßeinrichtungen von E. SIEBEL und N. LUDWIG) Springer Verlag Berlin/ Göttingen/Heidelberg 1958 S. 83

2) BREUSTEDT, A.: Zahnärztliche Keramik VEB-Verlag Volk und Gesundheit Berlin 1965, S. 32

3) CLOSKEY, D.F.: Porcelain jackets under stress. J.dent.Res. 7, 417(1927)

4) CONOD, H.: Etude sur la statique de la couronne jaquette. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 47, 485 (1937)

5) CRAIG, R.G., EL-ABRASHI, K.M. und F.A. PEYTON: Experimental stress analysis of dental restorations Part II. Two-dimensional photoelastic stress analysis of crowns. J. prosth.Dent. 17, 292 (1967)

6) DOLDER, E.: Nichtmetallische Werkstoffe, in: Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde von HÄUPL, MEYER, SCHUCHARDT Band 5, 743 (1955)

7) DRUM, W.: Lehrbuch der Dentalkeramik Berlinische Verlagsanstalt 1939

8) EICHNER, K.: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung Berlinische Verlagsanstalt GmbH. Berlin West, 1960

9) EICHNER, K.: Über die Bindung von keramischen Massen und Edelmetallegierungen - Theorien und optische Untersuchungen Dtsch. zahnärztl.Z. 23, Heft 3, S. 373 (1968)

10) FALK, K.: Einführung in die Werkstoffkunde für Zahnärzte (2. Aufl.) Carl Hanser Verlag München, 1948

11) FALCK-WEIKART: Werkstoffkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag München 1959 (3. Auflg.) S. 211

12) FEHR, C.U.: Die Keramik in der allgemeinen Praxis.
Vierteljahresschrift für Zahnheilk., S. 497 (1931)

13) GONON, P. und R. LAKERMANCE: Etude sur la solidité de quinze Porcelains utilisées en Art Dentaire.
Odontologie 11, 543 (1938)

14) GUTOWSKI, F.: Die heutigen Arbeitsmethoden der zahnärztlich-keramischen Prothetik, ihre Indikation und Fehlerquellen.
Zschr. f. Stom. 7, 413 (1932)

15) HILTEBRANDT, C.: Das Platzen von Jacketkronen.
Zahntechnik Heft 21, (1949)

16) ILG, V.K.: Zahnärztliche Keramik. (2. Auflg.) Lehmanns Verlag München - Berlin 1938, S. 35

17) ILG, V.K.: Untersuchungen über die Festigkeit und die Schrumpfung von Porzellanmassen. Dtsch.zahnärztl.Z. 13, 429 (1947)

18) JOURDANT, R., JUNG, T. und J.F. PRIMUS: Spannungsoptische Untersuchungen an Brückenmodellen. Dtsch.zahnärztl.Zschr. 12, 1486 (1968)

19) KIRSTEN, H.: Kleine Hinweise zur Herstellung von Jacketkronen. Zahnärztl.Rdsch.46, 2048 (1931)

20) KNOCHE, E.: Praktische Beiträge zur prothetischen Keramik. Dtsch. ZHK 80, 28 (1931)

21) KOLLER, K. CHR.: Zahnersatz durch Kronen, Brücken und partielle Prothesen. (2./3.Auflg.) Verlag Wilhelm Mandrich, Wien 1954, S. 303

22) MANGOLD, W.: Vergleichende Untersuchungen über die Festigkeit von Porzellanmassen an Jacketkronen. Dtsch.Zahnärztl.Wschr. 34, 805 (1933)

23) MARZI, E.: Zur Statik und Indikation der individuell gebrannten Porzellanmantelkrone. Med. Diss. Heidelberg 1935

24) MATHE, J. und O. PREISSECKER: Über die Widerstandsfähigkeit der Jacketkronen gegen mechanische Beanspruchungen. Zschr. f. Stom. 3, 248 (1931)

25) PAWLOWITZKI, I.H., BLASCHKE, R. und R. CHRISTENHUSZ: Darstellung von Chromosomen im Raster-Elektronenmikroskop nach Enzymbehandlung. Die Naturwissenschaften 55, Heft 2, S. 63/64 (1968)

26) PFEFFERKORN, G. und R. BLASCHKE: Raster-Elektronenmikroskop für Oberflächenuntersuchungen. Umschau in Wissenschaft und Technik Heft 18, S. 584 - 590 (1967)

27) REICHENBACH, E.: Praktische und kritische Beiträge zur keramischen Prothetik. Hermann Meuser Verlag, Berlin 1933, S. 6

28) REICHENBACH - TOKEWA, Z. und F. PERABO: Untersuchungen zur Bewertung der in der keramischen Prothetik gebräuchlichen Kondensationsverfahren. Vierteljahresschrift für Zahnheilkunde 48. Jahrg., S. 74 (1932)

29) RICHTER, I.-E. und H.-J. HUBER: Biologische Mikrostrukturen - räumlich gesehen. Naturwissenschaft und Medizin 5, Heft 21, S. 44 (1968)

30) RING, A.L.: Die häufigsten Mißerfolge bei der Herstellung von Vollporzellanmantelkronen. Zahnärztl. Prax. 17/18, 787 (1952)

31) RITZE, H.: Untersuchungen einer Gold-Platinlegierung und den dazu aufbrennbaren keramischen Massen unter

besonderer Berücksichtigung der Härte, Haftfestigkeit und Homogenität der Werkstoffe. Dtsch. Zahn-Mund- und Kieferheilk. 47, H. 9/10, 346 (1966)

32) ROTHSCHILD, A.: Beiträge zur Jacketkrone. Zahnärztl. Rdsch. 26, 1093 (1929)

33) RUMETSCH, W., SCHREIBER, S. und A. MOTSCH: Zur Statik der Jacketkrone: Spannungsoptische Modellversuche. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 9, 953 (1965)

34) RUSSO, TH.: Über die Haltbarkeit von Porzellanmantelkronen und das Müller'sche Rüttelschlagverfahren. Zahnärztl.Rdsch. 34, 1413 (1929)

35) WALTON, CH.B. und M.M. LEVEN: A preliminary report of photoelastic tests of strain patterns within jacket crowns. J. Amer.dent.Ass. 50, 44 (1955)

36) WERKENTHIN, A.: System der zahnärztlichen Kronen und Brückenarbeiten.
Band II
Berlinische Verlagsanstalt
1923

Herrn Oberarzt Priv.-Doz.Dr.med.dent. M. Hofmann danke ich für die Überlassung des Themas, für viele Anregungen und Ratschläge bei der Fertigstellung dieser Arbeit.

Herrn Prof.Dr.Dr. E. Fröhlich, Direktor der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, danke ich für die Berichterstattung.

Herrn Dipl.-Physiker J.-P. Martin und Herrn Dipl.-Physiker Brünger danke ich für die Hilfe bei der elektronenoptischen Analyse und für die Beratung bei den theoretischen Fragen.

L e b e n s l a u f

Am 19.7.1943 wurde ich, Reinhard Güller, als Sohn des Zahnarztes Dr.med.dent. Walter Güller und seiner Ehefrau Gertrud Güller, geb. Genkinger, in Münsingen geboren.

In Münsingen besuchte ich bis zum Jahre 1953 die Grundschule und danach bis 1959 das Progymnasium Münsingen. Am Friedrich-List-Gymnasium in Reutlingen legte ich im März 1962 die Reifeprüfung ab.

Im Sommersemester 1962 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität Tübingen. Dort bestand ich im Frühjahr 1965 die zahnärztliche Vorprüfung und am 14. Dezember 1967 das Staatsexamen.